

⑨ 日本国特許庁 (JP)  
⑩ 公表特許公報 (A)

⑪ 特許出願公表

昭58—501458

⑫ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 F 1/00  
A 61 B 17/00

識別記号  
1 0 1

庁内整理番号  
6580—4C  
7058—4C

⑬ 公表 昭和58年(1983)9月1日

部門(区分) 1(2)  
審査請求 未請求  
予備審査請求 未請求  
(全 14 頁)

⑭ 血管またはその他の近づき難い位置に適用する装置およびその使用

⑮ 特 願 昭57—502846  
⑯ 出 願 昭57(1982)9月15日  
⑰ 翻訳文提出日 昭58(1983)5月13日  
⑱ 国際出願 PCT/SE82/00283  
⑲ 国際公開番号 WO 83/00997  
⑳ 国際公開日 昭58(1983)3月31日  
㉑ 優先権主張 ㉒ 1981年9月16日㉓ スウェーデン(SE)  
㉔ 8105510—5  
㉕ 1982年4月30日㉖ スウェーデン(SE)  
㉗ 8202740—0  
㉘ 発 明 者 ヴァルステン・ハンス・イヴァール  
スイス国ツエーハー—1141デネンス・ヴ

イラ・ブレーブワゼ(番地なし)  
⑮ 発 明 者 マース・ディールク  
スイス国ツエーハー—8125チューリッヒ  
・ツオリケル・ベルク・ラングヴァット  
シユトラーセ21  
⑯ 出 願 人 ヴァルステン・ハンス・イヴァール  
スイス国ツエーハー—1141デネンス・ヴ  
イラ・ブレーブワゼ(番地なし)  
⑰ 代 理 人 弁理士 山下白  
⑱ 指 定 国 AT, AT(広域特許), AU, BE(広域特許), BR, CH, CH(広域特許), DE, DE(広域特許), DK, FI, FR(広域特許), GB, GB(広域特許), JP, LU, LU(広域特許), NL, NL(広域特許), NO, SE(広域特許), SU, US

(41)

請 求 の 範 囲

- 1 つる巻形の螺旋形ばね(1,36,78,80—82)と、ばねを所定の直径の第一状態(第3図、第4図)からより大きい直径の第二状態(第2図、第4図)まで伸張させたその逆収縮させるための手段とを備えた装置であつて、それによりばね(1,36)の長さ(1)を維持した状態でばねの両端部(38,39)を相互に相対回転させてそれにより前記の長さ(1)内のばねの巻回数を減少させ且つばねのピッチ(2)をそれに応じて増加させることにより前記第一状態から前記第二状態への遷移が起るようとし、またはばね(1,52)の所定長(L4)にばね(1)の前記の長さ(L4)の少くとも一端部においてさらにばね材料(2)を供給してそれにより前記第一状態から前記第二状態への遷移が前記の長さ(L4)内のばねの巻回部分のピッチおよび数と関係なく起るようにするために前記手段(35,51)が配置されていることを特徴とする装置。
- 2 ばね(36)の一端部(38)がばねの内側に中央に配置されたシャフト(42a)に取りつけられ、一方ばね(36)の他方の端部(39)がシャフト(42a)を圍繞するスリーブ(42b)に連結されそれによりシャフトおよび/またはスリーブの相互の相対回転によりばね(36)の直径が増加または減少せしめられることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の装置。
- 3 ばね材料(29)がばねのつぶれを生ずるおそれを減少させるために軸線方向横断面において見たとき半径方

(42)

- 向に扁平化した形状を有していることを特徴とする請求の範囲第1項または第2項に記載の装置。
- 4 ばねとともに移植するように意図されたばねを圍繞する伸縮性組織のストッキング(73)を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項に記載の装置。
  - 5 ばね材料(78)が半径方向の貫通した凹部(79)を備え、前記凹部(79)の間に軸線方向のしかも横方向の小さい部分が形成されそれによりばねの伸縮能力を増大させたことを特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項に記載の装置。
  - 6 ばねが同一面に広がる二重の螺旋形ばねからなり、螺旋形要素(80,81)が螺旋方向に分布せしめられ且つ軸線方向に延びる横部材(82)により連結されていることを特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項に記載の装置。
  - 7 横方向部分または横部材(82)が中央に配置された半径方向に向いた肩部(85,86)を備えそれによりばねの隣接した巻回部分を重なり合わせることができるようにしたことを特徴とする請求の範囲第3項、第5項または第6項のいずれか1項に記載の装置。
  - 8 多孔性組織のストッキング(84)がばね材料の実質的に全長にわたって螺旋形要素(78,80—82)の個々の巻回部分を圍繞していることを特徴とする請求の範囲第7項に記載の装置。

- 9 ばね(90)がその少くとも一端部(91)において直径減少部分を有することによりその通用膜フィルタとして作用するように設計されていることを特徴とする請求の範囲第1項から第8項までのいずれか1項に記載の装置。
- 10 義路を規制するばね(90)の直径減少端部(91)の巻回部分の間の距離が約3mmであることを特徴とする請求の範囲第9項に記載の装置。
- 11 多孔性組織のスポンジ(83)がばね材料の全長にわたって螺旋形要素の個々の巻回部分(80,81)を圍繞し、そして螺旋形材料の外側で横方向に延びてそれにより前記螺旋形材料の隣接巻回部分内で螺旋形材料を重ね合わせたとことを特徴とする請求の範囲第6項または第7項のいずれか1項に記載の装置。
- 12 ばねの周囲部分と同一平面を占有しかつ一方の端部(96)が該ばねに取りつけられる軸線方向に延びる細長い部材(94)を備え、かつ前記部材(94)に取りつけられかつ該ばねとともに移植されるように意図された該ばねを圍繞する多孔性材料の伸縮性スポンジ(95)を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第10項までのいずれか1項に記載の装置。
- 13 コイルばね(36)の内部に配置された円筒形の管状キャリヤ本体(37)を備え、前記キャリヤ本体(37)は中央部分(47)を備えかつばねの端部(38,39)において相互に相対回転可能な端部(40,41)を備え、ばね(36)の端部(38,39)がそれぞれの端部(40,41)に連結され、さ

- らに、手段(42,43,44)を備え、前記手段(42,43,44)により前記端部(40,41)を相互に相対回転させてばね(36)を伸縮させることができるようにしたことを特徴とする請求の範囲第1項から第12項までのいずれか1項に記載の装置。
- 14 前記手段が一方の端部(41)に連結された同軸部材(42)を備え、前記部材の内側要素(42a)がキャリヤ本体(37)を通して延びかつその端部が他方の端部(40)に連結され、同軸部材(42)の外側の自由端部に回転子(43,44)が配置されていることを特徴とする請求の範囲第13項に記載の装置。
- 15 血管中の一方の位置に収縮状態にあるばねを有する請求の範囲第1項から第14項までのいずれか1項に記載の装置を導入し、前記装置を血管の別の位置に体内管路を経て移送し、血管中の前記別の位置においてばねを伸張させてばねを自己固定せしめ、そしてばねの収放後、血管からばね以外の装置を取り外すことを含んでいる血管中に人工血管を体内管路を経て移植する方法。
- 16 血管の内壁にばねの内圧を与えるように負荷されていない状態で前記他方の位置における血管の内径よりも若干大きい直径を有するばねを選択する工程を含む請求の範囲第15項に記載の方法。

## (1)

## 明 細 書

## 発 明 の 名 称

血管またはその他の近づく離い位置に適用する装置およびその使用

## 技 術 分 野

本発明は例えば生きている動物または生きている人間の体の血管の内部に適用しうる装置に関する。この装置は所定の直径の第1の状態からより大きい直径の第2の状態に拡大させることができまたその逆に縮小させることができるつる巻形のコイルばねを備えている。

本発明は血管、気管またはそれと同様な部位のための拡大する装置により機械的な経体内管路の移植(transluminal implantation)のために特に有用である。本発明のこの装置により、損傷した血管またはその他の器官の内壁または人工の組織によりライニングを施すことができ、この人工の組織は多孔性とすることができる。

外科技術およびその他の医療技術においては、例えば血管、尿管またはその他の近づく離い部位に装置を挿入して拡張することが屢々必要であり、この装置の機能は前記血管または尿管等を拡張することであり、この装置は自由選択により恒久的な拡張をもたらすために所定位置に残される。

本発明による装置は多数の機械的な用途に使用することができ、そして、その例としては、ある形態の血管の拡大または血管の収縮を含むその反対の秩序によりもた

## (2)

らされる異なる形態の動脈瘤への使用を挙げることができ、従つて、さらに特定の記述とすると、本発明は静脈系の口のあいた血管を支持しかつ保持し、人工血管エレメントを支持し、病的な血管の破損部位を閉じ、病的な血管の肥大および血管の内壁の破損部位を橋かけしまたは気管支または気管支を安定させるために使用することができる。本発明はまた例えば下大静脈に適用することにより静脈瘤の形成を阻止するために血癌症のためのフィルタとしての役目をするように設計することができる。しかしながら、本発明は前述した用途に限定されず、これらの用途は単に例として考慮されなければならない。

## 背 景 技 術

米国特許第3868956号明細書には、例えば血管の中に挿入した径に拡大させることができる装置が記載されている。この装置の作用部分はいわゆる「記憶作用」を有する金属合金、すなわち、加熱されたときその初期の形態に復元する物質を使用することに基づいている。この先行技術においては、この物質の加熱は電気加熱によつて行われ、この装置が重要な位置に挿入される。しかしながら、この既知の技術は電気抵抗加熱を周囲の組織に損傷に関連して行わなければならない、この組織が加熱中に損傷されるかもしれないという基本的な不利点を有している。なるほど、前記米国特許明細書(第3欄第42~48行参照)には装置を血管の中に挿入するとき

患者の血液が冷却媒体として作用することが述べられてはいるがしかし血液もまた加熱されたときに望ましくない凝固を生ずる感熱物質である。

#### 発 明 の 要 約

本発明の目的は既知の技術の欠陥を回避した伸張可能な装置を提供することである。

本発明は伸縮させることができるつる巻形のコイルばねを備えた装置を使用することに基づいている。本発明は好適な機械的な装置によりばねにより小さい直径またはより大きい直径が与えられるという原理に基づいている。これはすべてが同じ基本的な発明の概念のわくの中に包含される二つの主要な異なる方法で行うことができる。以下、これらの方法の二つの例について記載する。

第1の方法はばねの長さを一定に維持しながらばねの両端部を相対回転させそれにより前記の一定の長さ以内でばねの巻数を減らしてばねのピッチをそれに応じて増大させることによりばねの小さい直径から大きい直径への遷移が起るようになるからなっている。ばねの直径を変更する第2の方法は所定長のばねの少くとも一端部において所定長のばねからばね材料の一部を取り外してより大きい直径からより小さい直径への遷移が前記の長さ内でばねのピッチおよび巻数と無関係に起るようになることにある。ばねを前記のその他の方法で伸張させるためには、勿論、逆の操作が行われる。すなわち、付加的なばね材料が前記の長さのばねに供給される。ばね

の問題が起ることがある。このようなばねのつづれが起るおそれをなくすかまたは減少させるために、軸線方向に延びるガイドバーをばねの円周に配置することができる。ガイドバーはばねの円周上で変位しうるように配置されそれによりばね材料はばねの伸縮に関連して旋回方向に移動することができる。

本発明による別の一実施態様においては、軸線方向に延びる支持装置を固定されたガイド装置を担持するばねの円周に配置することができる。この固定されたガイド装置を介してばね材料をばねの伸縮に関連して旋回方向に移動させることができる。

ある場合、例えば、ヘルニアまたは組織破裂の場合には、全長のうちの限定された部分にわたってばねの巻回部の間により大きい密度を有するばねを適用することが望ましいかもしれない。これは原則的に二つの異なる方法で実施することができる。別の一つの方法はばねの所定の長さにわたってより大きい巻回密度が得られるように上記の固定されたガイド手段を分布させることに基づいている。第2の別の方法はばねを当初より高い巻回密度の1部または数個の部分で製造することからなっている。また、これらの二つの別の方法の組合わせも勿論実用上使用することができる。

前述したつづれのおそれがある観点からばね材料を扁平化された形またはバンドの形態に製造して材料のより大きい寸法を軸線方向に延びる横断面に配置するよう

の直径を変更するこの第2の方法は望まなければ前記の長さ以内でばねのピッチおよび巻数を維持して行うことができる。

勿論、上記の方法は両方共コイルばねをより大きい直径の状態からより小さい直径に変更しまたその逆に小さい直径から大きい直径に変更するために使用することができる。

本発明による装置の好ましい一実施態様においては、より大きい直径はコイルばねの負荷されていない状態に大幅に対応している。これはばねの収縮がそのばね抵抗に抗して起り、一方その伸張が無負荷状態まで張力を除去したときに起ることを意味している。

ばねを伸縮させる上記に記載した第1の方法を使用する間、ばねの一端部はばねの内側の中央に配置されたシャフトに取りつけることができ、一方その他方の端部は前記シャフトを圍繞するスリーブに連結される。シャフトおよび/またはスリーブを相対回転させることにより、ばねの直径を増減することができる。ある位置で適用した後コイルばねを取り外すことができるようになるために、シャフトおよびスリーブをばねに取り外してきうように連結することができる。

ばね材料について小さい寸法のコイルばねを使用する場合に、意図した位置でばねを適用しかつ該ばねを伸張させることに関連して、別の材料のばねの巻回部分が一方の側に寄りかかつて所望の支持作用が得られないとい

に選択すべきである。ばねを本質的に長方形の横断面を有するように設計することが特に好ましい。

本発明の特に好ましい一実施態様においては、円筒形の管状キャリヤ本体がコイルばねの内部に配置され、中央部を備えかつ互いに運動するばねの両端において端部部分を備えており、該ばねの両端はそれぞれの端部部分に連結されている。この装置はさらにばねを伸縮させるためにその助けにより前記端部部分を互に相対回転させることができるような手段を備えている。前記の端部部分を回転させるための手段は好適には一方の端部部分に連結された同軸ケーブルを備えており、該同軸ケーブルの内部の同軸要素はキャリヤ本体を通して延びかつその端部が他方の端部部分に連結され、また端部部分の間で所望の相対運動を与えるために同軸ケーブルの外側自由端部に回転子が配置されている。

本発明による装置のこの後者の実施態様に関連して、キャリヤ本体の端部部分は中央部分に対して軸線方向に変位させることができそれにより中央部分とそれぞれの端部部分との間の隙間にはばねの端部を収容しうるように取りつけることができる。この場合には、ばねの少くとも一方の端部を同軸ケーブルの自由端部に配置された部材により軸線方向に変位しうるよう配置すると好適である。同軸ケーブルの自由端部に配置された部材は第2端部部分を回転させることと軸線方向の変位を行うこととの二重の機能を適宜に果たすことができるようになる

ている。

本発明による好ましい一実施態様においては、ばねの周囲において軸線方向に延びる支持部材が配置されている。前記支持部材の一方の端部にはばねが取り付けられ、そしてその他方の端部には固定されたガイド部材が設けられている。ばねの伸縮に関連して、このガイド部材を通してばね材料を移動させることができる。

別の態様として、支持部材の両方の端部には固定されたガイド手段を配置することができ、このガイド手段を通してばね材料を移動させることができる。この実施態様においては、ばねの両方の端部においてばね材料を両方の方向に同時に送ることができる。

別の実施態様によれば、本発明の装置は周囲にばねが配置される細長いキャリア本体と、円筒形のカセットハウジングを含む前記キャリア本体の一方の端部に配置されたカセットハウジングと、カセットハウジングの中に嵌合して装着された送りシリングとを備えており、前記送りシリングはその周囲部分がカセットハウジングの内周と係合している。この装置を使用して、送りシリングを一方またはその他の方向に回転させることによりばねをカセットハウジングと送りシリングとの間のニップ分の中で伸縮するように移動させることができる。この実施態様においては、カセットハウジングの内側に台形ねじを設けることができ、この台形ねじの中でばねを滑動させることができる。そのうえに、送りシリングの

ができ、その後ばねを釈放しそして装置の積存部分を適用位置から取り外すことができる。この可能性は前述した米国特許による装置ではこの既知の技術において開始した伸長操作を逆にすることができないので全く得られない。

例

以下、本発明を添付図面に御達した例としての実施態様により詳しく説明する。これらの実施態様が単に本発明を例示するため意図したものであり、特許請求の範囲により限定された範囲を制限するものではないことを留意すべきである。添付図面には下記の図を例示してある。

第1図は本発明による装置に使用するためのコイルばねの斜視図を示し。

第2図はキャリア本体を収納したコイルばねの側面図を示しそして伸長した状態にあるばねを示し。

第3図は第2図に示した装置と同じ装置を示ししかも収縮した状態にあるばねを示し。

第4図ないし第7図は本発明によるコイルばねからばね材料を除去する原理を図解的に例示し。

第8図および第9図は第4図ないし第7図による原理と同一の原理に基づいた変型実施態様を示し。

第10図は外力の作用をうけたコイルばねの可能な性能を図解的に示し。

第11図はガイド装置を使用したコイルばねの細部を

外面に例えばゴムまたはプラスチックの厚膜コーティングを形成すると好適である。

人工血管を移植するための外科手術においては、ある理由から例えば血管の内部に多孔性の組織を設けることが望ましい。これに関連して、本発明によりばねの外側または内側に多孔性組織のストッキングを設けることが可能であり、前記ストッキングはばねとともに所望の位置に移植することができる。このストッキングは多孔性組織の伸縮性によるかまたは重なり合うように折り曲げることによりばねの直径に合わせて調節することができる。

本発明による装置に包含される構成部分の材料の選択については、この点について画一的であるものは先づコイルばねである。このばね材料としては、医療受容性の材料、例えば、不銹鋼またはその他の金属合金または同様に適して使用されるプラスチックを選択すべきである。

その他の特徴および別の実施態様は以下の説明および本発明の特許請求の範囲から明らかであろう。

例えば、上記の米国特許第3868956号明細書に記載の技術と対比した本発明の技術のさらに基本的な利点は、本発明による装置が可逆操作可能であり、すなわち、ばねを適用後先づ伸長させることができ、その後ばねを装置のその他の部材から釈放する前に例えばX線によりばねの位置および固定が認識できるか否かを検査すること

示し、

第12図は第11図の装置を拡大して示し、

第13図は第12図を1-1線に沿って取った詳細な断面を示し、

第13A図は支持部材および固定されたガイド部材を備えたばねを図解的に示し、

第13B図は第13A図の実施態様の細部を示し、

第14図は支持部材およびガイド部材を備えたばねを図解的に示し、

第15図は別のガイド部材の細部を示し、

第16図は第15図によるガイド部材を上方から見た場合を示し、

第17図は本発明の装置の一実施態様の全体図を図解的に示し、

第18図は本発明による装置の別の実施態様の全体図を示し、

第19図は第18図の装置の別の実施態様の細部を拡大して示し、

第20図は第19図に示した細部の側面図を示し、

第21図は多孔性の組織を適用するための本発明による装置を示し、

第22図は凹部を有する扁平なばね材料を使用した一実施態様を示し、

第23図は線状の二重ばねとして設計された一実施態様を示し、

第24図および第25図は同様に巻回部分を重なり合わせることでできるコイルの一実施態様を示し、

第26図はこの装置のばねの一実施態様を示し、図示のばねが圧縮作用を有しており、そして、

第27図はばねが多孔性組織で覆われている別の実施態様を示している。

以下の説明においては、本発明による装置が欠陥位置を含む血管に対して使用され、欠陥位置においては血管が比較的大きい直径を有し、一方この装置が血管の中に挿入される位置では血管がより小さい直径を有していると仮定している。しかしながら、本発明による装置はまたこの装置が比較的一定の直径を有する血管の中に挿入されそれにより適用箇所に移すためのこの装置の挿入に関連する血管内腔の損傷を回避する場合にも使用することができる。

従って、本発明による装置は該装置のコイルばねが機械的手段により収縮状態に維持することができ、前記収縮状態が小さくまたは挿入位置における血管の直径よりも小さいために問題の血管が比較的小さい直径を有している容易に接近可能な位置で挿入することができる。コイルばねを備えた装置は次いで血管の中に挿入され、そして欠陥位置に移される。欠陥位置において、コイルばねは該ばねの外径が欠陥位置における血管の直径と等しくなるかまたはそれよりも若干大きくなるまで機械的に拡張せしめられる。次いで、コイルばねは本発明によ

さしは変化していないので、第3図による位置におけるコイルばねのピッチ $\phi 3$ は第2図による休止位置のピッチ $\phi 2$ の値である。

第2図および第3図には、ばね1を第3図による収縮した状態において安定させる機能を有する円筒形の中央本体7がダッシュ線で示してある。

第4図ないし第7図には、本発明による別の実施態様の原理を示してある。この実施態様によれば、コイルばねの直径が該ばねのピッチを定数に保つておけるようになっている。第4図による休止位置におけるコイルばね1は直径 $\phi 4$ 、長さ $L4$ およびピッチ $\phi 4$ を有している。第5図では、同じばねを示してあるが、第4図による直径 $\phi 4$ の約半分に減少した直径 $\phi 5$ を有している。しかしながら、この状態では、ばねは異なるピッチの二つの部分AおよびBを有している。部分Aはばねが休止位置において有する長さ $L4$ およびピッチ $\phi 4$ と同じ長さおよびピッチを有しており、一方部分Bは $L4$ よりも可成り小さい長さ $L5$ および $\phi 4$ よりも可成り小さいピッチ $\phi 5$ を有している。第4図による休止位置から第5図による状態までの直径の減少はばねの両端を第1図ないし第3図に示したのと同じ態様で回転することにより得られる。このようにして、収縮したばねを異なるピッチの二つの領域に分割することが好ましい機械的手段により行うことができる。

第6図には、第4図と同じばね1であり、しかも直径 $\phi 4$ の約半分に減少した直径 $\phi 6$ を有するばね1を示して

る装置のその他の部材から好適に釈放され、そして装置の残りの部分を除去した装置内側からの支持機能はたすために欠陥位置に張ることができる。もしも負荷されていない状態でのばねの直径が血管の内径よりも若干大きい値に選択されるとすれば、ばねはある特定の圧力により血管内腔と係合して血管を固定する。この特定の圧力の大きさは予め計算することができ、従って所望どおりに選択することができる。

添付図面の第1図、第2図および第3図には、原則として、いかに本発明の一実施態様による螺旋形のコイルばねの直径が変化しうるかを示してある。第1図は図解的に示した長手方向の軸線2を有するコイルばねを図解的に示している。ばねの両端には、符号3および4を付してある。第1図のコイルばねは休止位置の状態にあると仮定しており、すなわち、コイルばねは外力の作用を受けていないときに有する形状で示してある。もしもばねの両端3、4が外力の作用により矢印5、6の方向に長手方向の軸線2のまわりに回転せしめられるとすれば、ばねの直径が減少するとともにばねの巻回数がそれに応じて増加する。第2図には、休止位置におけるコイルばね1を側面図で示してある。第3図では、第1図に関する説明により同じばね1を直径減少後の状態を示してある。ばね1は第3図の位置では直径 $\phi 3$ を与えられており、直径 $\phi 3$ は第2図の直径 $\phi 2$ の値であり、ばねの巻回数は休止位置における巻回数の3倍になっている。ばねの長

ある。このばねは二つの部分CおよびDを有している。部分Cはばねがその休止位置において有する長さ $L4$ およびピッチと同じ長さおよびピッチを有している。部分Dにおいては、ばね1は同心の扁平な螺旋形のばねを形成している。

第7図には、第6図による螺旋形ばねの端面図を示しており、この図から部分Dの外観が明瞭である。従って、この実施態様においては、ばねの全長 $L4$ およびピッチ $\phi 4$ がばねの休止位置における全長およびピッチと同じである。ばね1の休止位置から第6図および第7図による状態までの変化は好適な機械的装置により行うことができる。

第1図ないし第7図には、例えば外科手術を可能にするために本発明による螺旋形のコイルばねの直径をいかに変えることができるかを示してきた。以下、コイルばねを所望どおりに伸縮可能にするためにある異なる実質的な解決方法について記載する。

第5図による実施態様の部分Bはまた拡張状態でばね材料の部分Aを供給するコイルばね材料の格納部分であると考えることができる。第8図および第9図には、前述した原理が応用される装置の側面図および端面図をそれぞれ示してある。格納部分Bにおいては、螺旋形の巻回部分が互いに密接して配置されている。第8図および第9図は2個の逆方向に回転する小さい送りローラ15および16の間に形成されたニップを通して送りが行わ

れそれにより螺旋形の材料が矢印18の方向に順次送られかつローラのニップの端部17で送り出されるように制御される態様を図解的に示している。第8図および第9図は休止位置に拡張した後のコイルばねの部分Aを示している。

本発明による装置によるコイルばねの適用については、適用後に異なる状況に対応させるために外部からの操作によりばねの長さを必要に応じて変更することも勿論可能である。従つて、このばねは伸張前、伸張中、伸張後に軸線方向に圧縮してそれによりその後例えば中立の負荷されていない状態に、そして、中立状態を超えて伸張状態にすなわち軸線方向に伸張させることができる。この装置の場合には、ばねに与えられた強力の変位からばねをさらにそれ以上に安定させることができる。

本発明による技術を人体の外科手術に適用する場合には、収縮したまたは減少した状態でのコイルばねの直径が8mmないし10mmよりも大きくないようになると好適である。伸張状態におけるばねの直径は12mmないし30mmの範囲とすることができる。例えば約0.3mmの厚さを有する不銹鋼の線で作られたコイルばねについては、例えば8mmから12mmまでの伸張、すなわち、50%の伸張度または15の伸張数( $\frac{12}{8}=1.5$ )が得られる。この線材料を使用することにより休止位置において伸張状態において約30mmの直径を有するコイルばねを製造することが不可能であることが判明した。調査により関係の

あるすべてのばね材料について材料の厚さと伸張数との間にある関係があることが判明した。この関係は材料により左右されるが、一般的には、所望された伸張数が高い程、選択すべき線材料が厚くなる。一例として、直径8mmの収縮状態から直径30mmの休止位置にするため、すなわち、伸張数3.8を得るためには、1mmの幅および約0.15mmの厚さを有する不銹鋼材料のスチールバンドが必要であるといえよう。全く一般的には、線またはバンドの厚さに関する好適な間隔は約0.08mmないし0.30mmである。バンド材料の幅については、好適な間隔は約0.3mmないし2mmである。換言すると、これは本発明による技術を外科手術の目的に使用するために大抵の場合にコイルばねを製造するために線またはバンドの形態の薄い材料を使用しなければならないことを意味している。しかしながら、かかる材料に基づくコイルばねは例えば欠陥のある血管に適用されるときに十分に満足に血管を支持する。

実際には、薄い材料で製造されたコイルばねが伸張状態で機械的に不安定になる傾向を有していることが判明した。従つて、このために、適用後にばねの傾斜およびつぶれを惹き起す。第10図には、薄い材料で製造されたコイルばね1が適用後の伸張状態における不安定により生ずる態様を図解的に示している。ダッシュ線は内部にばねが伸張した血管の壁部を示している。コイルばねのこのような不安定は悪く許容されない。その理由はコ

イルばねが前記の欠陥を除去するその意図された機能を果たすことができないで寧ろ血液の流れを制限する作用をするからである。

本発明によれば、かかるばねのつぶれを生ずるおそれがあるコイルばねに収縮状態および伸張状態の両方において該コイルばねに作用する固定装置を設けることによりなくすることができるかまたはともかくも本質的に阻止することができる。第11図、第12図および第13図はかかる固定装置を備えた本発明による装置の一実施態様を示している。第11図は収縮状態を符号21で示し、そして伸張状態を21aで示したコイルばねの部分を図解的に示している。この図では、コイルばねのための3個のガイド部材22を示してある。第11図から明らかであるように、ガイド部材22は相互間の距離s12において共通の可撓性のしかも比較的剛性の線23上に配置されている。第12図は第11図の装置の断断を拡大して示し、そして第13図は第12図を1-1線に沿つて取った断面を示している。第12図および第13図から明らかなように、コイルばね21はガイド部材22の穴すなわち、開口部24を通して延び、一方端(スレッド)23はガイド部材22の穴25を通して延びている。

第5図および第6図に例示した実施態様については、ガイド部材23を線23に固定して取りつけるように構成すると好適である。このようにして、ピッチs12が収縮状態ならびに伸張状態において維持され、すべてが第

5図および第6図に関する前述した説明に合致している。

第13A図は伸張状態において固定されたガイド部材により安定化されるコイルばねの一実施態様を示している。好適には薄い金属製のバンドで製造されたコイルばね21はその端部21aにおいて軸線方向支持部材23aに固定して取り付けられている。支持部材23aは好適には相互に取りつけられた1個の可撓性バンドまたは2個の可撓性バンドからなっている。コイルばね21の他方の端部21bは長方形の開口部を有するループの形態の単一の固定されたガイド部材22aにより支持部材23aに連結されている。この実施態様におけるばね21が実用のために充分に安定しておりかつばね21の端部が支持部材23aにより安定されかつ相互に連結されていれば充分であることが意外にも判明した。単一のガイド部材を備えたこの実施態様の利点はばねを単一のガイド部材に通しさえすればよいということからばねの伸縮が容易になつてゐることである。

第13B図はガイド部材22aおよびその支持部材23aへの連結部分の好適な設計を拡大して示している。ガイド部材22aはループ状の突起部を有するバンドを使用して形成され、このバンドは支持部材23aとともに長方形の凹部22aを形成している。前記凹部22a中にはばねバンド21を容易に滑動させることができると同時に安定させることができる。

また、別の態様として、第13A図および第13B図によ

る最後に記載した実施態様は支持部材 23a の各端部に固定ガイド部材を配置することにより変更することができる。このようにして、ばねバンド材料はばね 21 の両端の中へ送入またはこれらの両端から送り出すことができるが、これはまた同時にばねの収縮に関連して長さのより長いばねバンド材料をばねの両端に格納しなければならない場合に大きい伸張数において有利である。

この実施態様については、もしも固定点 21a および 22a の間の距離が中立の負荷されていない状態でのばねの通常の長さよりも長くなっているならば、伸張状態においてばねをより良好に安定させることができる。

しかしながら、第 2 図および第 3 図による実施態様においては、ガイド部材 22 が線 23 上に位置するように配置されそれによりコイルばねのピッチを前述した事項により変更することができる。

第 14 図はこのようにして伸張した休止位置で安定せしめられたコイルばねの側面図を図解的に示している。

コイルばねの材料が好適には線（スレッド）またはバンドの形態であり、すなわち、コイルばねの材料が軸線方向横断面において円形または扁平化された形状を有していることを前述した。バンドの形状の材料で製造されたコイルばねがより安定しておりそして傾斜したりまたはつぶれる傾向がより少ないことが判明した。しかしながら、概して、バンドの幅は医療的理由から 1mm をいし 1.5mm を超えないようにすべきである。この幅をさらに

し、またダブシ線 32 は第 15 図の穴 25 に相当している。この図から明らかのように、中央線 33 および 34 は 90° 異なる角度で互いに交差している。それにより、ガイド部材は線に関してコイルばねのピッチ角に対して傾斜することができ、そしてこの態様でばねの直径を変更するときのコイルばねの動きが容易になる。

第 17 図は外科手術を行うための器具 35 の形態の本発明による装置の一実施態様を示す。

コイルばね 36 は収縮した状態で円筒形のキャリヤ本体 37 のまわりに配置されている。このキャリヤ本体 37 は管状の中央部分 47 および端部部分 40, 41 を備えている。端部部分 40, 41 は回転リング 45 により相互に相対回転させることができまた中央部分 47 に対して軸線方向に位置可能である。キャリヤ本体 37 の一端部においては、可撓性の同軸ケーブル 42 が一方の端部部分 41 に連結されている。この同軸ケーブル 42 は外側の管状部分 42a と内側の要素 42b とを備えている。内側要素 42b は端部部分 41 およびキャリヤ本体 37 の中央部分 47 を通して第 2 端部部分 40 に至るすべての部分を通して延びそして第 2 端部部分 40 に強固に取り付けられている。

同軸ケーブル 42 の自由端部には、頭部部材 43, 44 が配置されており、そのうちの一方の頭部部材 43 は同軸ケーブル 42 の外側部分 42b に連結され、一方他方の頭部部材 44 は同軸ケーブル 42 の内側要素 42a に連結さ

大きくすると組織の成長を助け、その結果特定の結合圧力がより低くなるために固定状態が低下する。特定の結合圧力を高くすることは、それによりバルスリズムにより適用したばねの軸線方向の位置が得られる血管中へのばねの適用に不可欠なより良好な固定が得られるので好ましい。ばねの固定状態を改良する一つの方法はばね材料の外側を例えば噴射仕上げにより粗くすることである。ばね材料にはまた押抜きにより外方に延びる突起部を形成することができ、または別の態様として、バンド材料を例えば押抜きによるかまたはレーザを使用することにより穿孔することができそれによりより良好な固定が得られ、またはばねが適用された領域における組織の成長が容易になる。

第 15 図は大きい伸張数においてもまた良好なばねの安定性を与えるガイド部材の一実施態様を拡大して示している。ガイド部材 27 は横断面で示したようにバンドの形状のコイルばね 29 を案内するための長方形の凹部 28 を備えている。凹部 28 の寸法はばねが伸張せしめられるときにコイルばね部材 29 が該凹部を通して容易に滑動できるように選択されると好適である。同時に、コイルばねの傾きが阻止されそれにより傾斜力がガイド部材および穴 25 の中に配置された該ガイド部材と組み合わせられた線により吸収される。

第 16 図は上方から見た対応したガイド部材 30 を示す。ダブシ線 31 は長方形の横断面を有する凹部を示

れている。

コイルばね 36 の一方の端部 38 は端部部分 40 を軸線方向に位置することによりキャリヤ本体 37 の中央部分 47 と端部部分 40 との間に形成されたスリット 46 の中に挿入することができる。コイルばね 36 の他方の端部 39 は同様に端部部分 41 を軸線方向に位置することにより端部部分 41 と回転リング 45 との間に形成されたスリット 48 の中に挿入することができる。

スリット 46 および 48 のそれぞれの中でのコイルばね 36 の端部 38, 39 の挿入ならびに該端部 38, 39 のスリット 46, 48 からの収放は頭部部材 44 の操作による同軸ケーブル 42 の内側要素 49 の軸線方向の位置により行うことができる。頭部部材もまた軸線方向の位置を生ずるように操作される。第 1 図をいし第 3 図に例示した原理によりコイルばね 36 の両方の端部 38, 39 の相互の相対回転は頭部部材 43, 44 を相互に相対回転させることにより実施することができる。

第 17 図に示した器具では、中央貫通通路 49 が形成されている。通路 49 により対照液、医療調査のためのその他の器具を血管の中に注入、挿入することができる。

図示した装置の機能は簡単に述べると次のとおりである。第 17 図に示した状態、すなわち、コイルばね 36 が収縮した状態では、それぞれのスリット 46, 48 に取り付けられたコイルばね 36 を備えたキャリヤ本体 37 が問題の血管の容易に接近しうる位置に挿入されそしてよ

り大きい直径を有する欠陥位置に迅速に挿入される。コイルばね36の伸張は環部部材43,44を相互に相対回転することにより得られる。コイルばね36が強力が作用しない状態または実質的に強力が作用しない状態まで伸張した後、その環部38,39は環部部材43,44を相互に軸線方向に変位してスリット46,48を抜けることにより釈放される。このようにして、コイルばね36の両端部38,39が釈放され、その後同軸ケーブル42および該ケーブルに取りつけられた支持本体37を血管から取り外すことができる。

第18図には、外科手術を実施するための全体を符号51で示した器具の形態の本発明による装置の別の実施態様を示してある。この装置は第5図に示したばねの原理に基づきかつ第13A図および第13B図に示した実施態様に関係している。第18図では、ばね52が収縮した状態で示してある。ばね52の軸線方向に延びる支持手段53が該ばねの一端部54に強固に取りつけられ、一方ばね52の他方の端部は支持部材53に配置されたガイド部材55を通して移動しうろようになつてゐる。ばね52および支持部材53は該支持手段53の各端部に1個づつ設けた図示していないラッチにより円筒形の弾性中空本体56に取りつけられている。これらのラッチは例えば各々が中空本体56および該本体に連結された同軸ケーブル57の内部を延びるワイヤにより支持部材53の両端部から釈放することができ、従つてこのよう

部60を釈放する際にばね52を縮めることにより実施することができる。それにより、器具を取り外すことができ、そしてばね52を好適な全長を有する別のばねと取り替へることができる。

本発明の別の実施態様にれば、中空本体56の外側に密着して巻きつけられたばねの余分の部分58はスリーブの中に格納することができ、そして好適な部材によりガイド部材55(第18図)を通して側記スリーブから送り出すことができる。この実施態様は第19図および第20図に軸線方向断面および半径方向断面でそれぞれ示してある。

この実施態様にれば、送りシリンダ63が円筒形ハウジング61の中に偏心して嵌着されている。ハウジング61の中では、カム66が切断されて台形の内側ねじ67を形成している。送りシリンダ63の外側はゴム層64により覆われている。

この装置を使用するとき、コイルばねのバンド材料72が台形ねじ67の内部に配置され、そして送りシリンダ63の上に設けられたゴム層64が距離68~69(第20図)に沿つてバンド材料72に対して加圧保合する。さて、もしも送りシリンダ63が矢印71の方向に回転せしめるとすれば、ばねバンド72がガイド部材55(第18図)を通して前進せしめられそれと同時にばねが伸張する。ゴム層64を有する送りシリンダ63が台形ねじ67の全長に沿つて該台形ねじの内側と保合する観点

にして外側から制御することができる。

同軸ケーブル57と支持部材53の端部55との間にはばねがキャリヤ本体56のまわりに符号58で示すように比較的密着して巻きつけられている。ばね52の同軸ケーブル57に密着した端部62はスリーブ59に釈放できるように連結されている。スリーブ59は円筒形のキャリヤ本体56を圍繞しかつ同軸ケーブル57の中心に同心的に配置された可撓性のチューブにより回転させかつ軸線方向に移動させることができる。

ばね52の伸張はスリーブ59を回転することにより行われ、スリーブ59に密着して格納されたばねの余分の部分はガイド装置55を通して移動するばね52と同時に伸張する。ばね52の伸張中、スリーブ59は可撓性チューブの軸線方向の移動により徐々に前方に移動せしめられる。

ばね52の全長は該ばねの伸張が血管の周囲内壁により遮断されるときに短い長さのばね材料のみがガイド部材55の外側に配置されるように予め調節されている。外科医がばね52がその正しい位置に配置されていることを確認したとき、ばね52はキャリヤ部材53とともに前記ラッチおよび端部60の取り付け部分を釈放することにより釈放される。もしもこの器具の適用について選択したばねの長さが不適当でありそして取り替へることが必要であることが判明すれば、この変更はスリーブ59を反対の方向に回転することによりラッチおよび端

から、もしも送りシリンダ63を反対の方向に回転させるとすれば、ばねバンド72を後方に引っ込めることができ、コイルばねが収縮する。

第19図および第20図によりばね材料の余分の部分をケーシングの中に格納する利点は重要である。従つて、ばねの余分の部分がケーシングの中で圍繞されている観点からコイルばねの伸縮は周囲の組織を圧したりまたは刺戟することは全くない。そのうえ、端部ガイド部材55(第18図)を通してのばねの送り機構および案内によりばねのその全長に占つた非常に均一にかつ制御された伸張が得られる。この装置の事実ばねの移動が可成り容易になることを意味している。

ある場合には、例えば、血管の破損を阻止するために、損傷した血管またはその他の器官の内壁を例えば多孔性の人工組織でライニングを施すことが望ましいかもしれない。すべてのこのようなライニングは本発明による装置を使用して施すことができる。

第21図は支持部材23Aを備えた収縮状態における第13A図によるばね21の横断面を図解的に示している。円筒形のストッキング73の形態の多孔性組織がばね21のまわりに配置されかつ細い部24によりキャリヤ部材23Aに取りつけられている。この組織73は折曲位置75および76において重なり合うように折り曲げられて収縮状態のばね21を緊密に圍繞している。ストッキング73は折曲位置75に配置された軸線方向に延びる薄い



金属ワイヤ77によりこの位置に保持されている。

ばね21がそれを回転するストッキング73とともに例えば第17図による器具により損傷部位に挿入された後、金属ワイヤ77が取り除かれてそれによりばね21を伸張させる。ばね21が伸張する間、ストッキング73が完全に開かれそして最終的には例えば血管の損傷部位の内側に緊密に係合せしめられる。

前述した実施態様の代案として、円筒形のストッキングは勿論伸縮性材料で製造することができる。この伸縮性材料はばねの伸張に随従して該材料を二重に折り曲げないで伸張状態に延伸させることができる。このような材料としては、例えばトリコットの型式の例えば丸い織製したまたは丸い編組した細かいメッシュの物品を使用することができる。このような代案としての実施態様は勿論例えばばねが収縮状態にある器具が比較的の一定の直径の血管の中に挿入された場合でしかも血管中への器具の挿入に関連した血管の内側の損傷を回避するために血管の内径に対してある程度の収縮が必要であるような場合により小さい伸張数において特に有用である。

本発明が前述した実施態様に限定されるものではなく、前記実施態様が本発明を例示することを意図していることを理解すべきである。従つて、第19図および第20図に示したヘウジンは、偏心収縮された送りリング63のかわりに、ばねをケーシング61の内外に移動することができる任意の好適な送り装置を収納するこ

とができる。考えられる代案としては、ばねの軸方向に随従して軸線方向に移動されそしてばねの送りの完了後適用部位から器具を除去する前にヘウジン61の中に戻るように回転せしめられる同心状に配置される送りローラまたは送りスクリューを挙げることができる。

そのうえ、ばねの両端において同時送りのためにばねの各端部に固定されたガイド部材を使用した第13A図および第13B図について記載した実施態様はばねの真中の位置が部材23Aを保持するために強固に留められるように設計することができる。

第22図に示した実施態様においては、ばねは細長い開口部79を備えたバンド形の材料78から構成されている。開口部79は例えば押抜きにより形成される。このようにして、ばねは靴子の形状に形成される。第1図のばねと同様に伸張させることができるばね78は極めて良好な安定性を示し、そして第10図に示した態様でのばねの傾斜が起るおそれをなくしている。バンドの厚さおよびバンドの階段状の端りの部分の幅を好適に選択することにより、良好な安定性と小さい直径から大きい直径までの高い伸張性とを組み合わせることができる。

開口部の押抜き以外の別の態様により、第22図に示したばねと同様な良好な安定性を有するばねを製造することができる。従つて、第23図には、偏平なバンドのかわりに丸いワイヤから製造された靴子形のばねを示している。この場合には、ばねは横方向要素82により2

本の調整した平行なワイヤ80および81を取りつけることにより先づ靴子形部分を形成することにより製造される。この装置はまた2個の単一のばね80および81からなる二重のばねと見做すこともできる。

前述したように、屢々損傷した器官の内腔部にある組織でライニングする必要がある。第23図においては、このような組織を損傷した器官中に導入する装置を示している。この装置は第23図に示した特定のばねについて例示してあるが、この装置がすべての型式のコイルばねに勿論適用できることに留意すべきである。

第23図のばねはある多孔性材料のストッキング95により囲繞されている。ストッキング95は符号97で示したスナッチ等により長手方向に延びる線または剛性のワイヤ94に取りつけられている。ワイヤ94は次いで例えば点溶接、にかわによる接着またはそれに類似の手段により好適な態様で交差点96においてばね80,81に取りつけられる。

この構成により、ばねは例えば血管中の移植にかけるグラフトとしての役目をすることができ、そして軸線方向に延びるワイヤ94にストッキング95を固定したために、ストッキング95は全適用操作期間中所定位置に固定されるので、血管の中への適用後、ストッキング95全体がばね80,81を囲繞して血管中に人工組織を形成する。

ストッキング95は意図した位置での適用に関連して

ばねが伸張する際にばね材料に随従しうるある伸縮性の多孔性材料から製造すると好適である。従つて、ストッキング95は所要の伸縮性を有するトリコットの任意の編まれたまたは縫合された材料またはある型式のクレープ製品で構成することができる。これに代る材料は伸縮性のプラスチックフィルム、すなわち、例えばシリコーン樹脂の弾性体である。

第22図および第23図に示した実施態様は今述べた実施態様に代わるものとして多孔性材料、例えば、第24図に例示した組織のためのキャリヤとして使用することができる。

例えば第22図または第23図のばねのように設計された靴子形ばね83は多孔性材料84で被覆されている。しかしながら、ばねの巻回部分の間に所望された密度を得るために、第23図の要素82に相当する靴子の横方向部分が図85に構成されているという点で二重の支持ばねを若干度変更してある。このようにして、ばねの巻回部分が相互に重なり合つて、所望の密度を得ることができる。第25図は第24図のばねの2巻の調整した巻回部分の軸方向横断面を拡大して示している。第25図から理解されるように、横要素82は肩部86を備えている。このばねは多孔性組織84で覆われている。

第24図および第25図から明らかなように、たとえばばねが軸線方向に移動したとしてもシールが得られる。これはばねを伸張させるために例えば第17図による装

数を使用することが望ましければ重要である。部材38および39の間の距離が一定であるので、これらの部材38,39が相互に相対回転せしめられるときにばねのピッチが変更される。第24図および第25図の実施態様を使用することにより、横方向要素82が軸線方向に相互に移動する観点から、シーンを維持するとともに部材38,39の回転によるピッチの変更が可能になる。例えば、ばねが第17図による装置にとりつけられて収縮状態にあるときにばねの巻回部分の重なり合いが比較的大きく、一方ばねの伸張後巻回部分の重なり合いが比較的小さくなるように第24図によるばねを設計することができる。

もしも例えば第24図、第25図によるばねの収縮状態ならびに伸張状態において同一ピッチを維持することが所望されるとすれば、これはばねが伸張されかつ収縮されるときに部材38および39が互いに接近または互いに離れて軸線方向に移動するように第17図の装置を変更することにより行うことができる。このようにして、ピッチを比較的に一定に維持することができ、これは特に第22図ないし第25図の実施態様に関して重要である。

ある場合には、多孔性組織を棒形部の装置の外側に取っつけるよりも寧ろバンド状材料の半透過性部分の形態に設計すると好適である。従つて、この場合には、第22図の開口部79は薄く形成されたバンド材料本体と置き

に通過するように変更することができる。次いで、ばね90の他方の端部92は第17図について記載した態様と同じ態様で端部部分41に連結されたキャリヤ本体37の他方の端部に保持することができ、その後前述した態様で回転部材43,44を相互に相対回転させることによりばね90を収縮させることができる。

ばね90が収縮状態にあるとき、ばね90を血管内部の所望の位置に、例えば、肺塞栓を防止する目的のために下大静脈に適用することができる。血巻を捕捉する目的のために血管の内部に適用されるように意図された以前から知られているフィルタ装置はかかる装置がポイントまたはフックまたはそれと類的手段により血管中に恒久的に取りつけられそれにより位置の修正またはフィルタの取外しが不可能であるという不利点を持つている。かかる装置の一例が米国特許第3540431号明細書に記載されている。

しかしながら、第23図に例示されているような本発明による装置を使用することにより、これらの欠陥を回避することができるとともに、本質的な利点を得られる。この本質的な利点の中には下記事項が含まれている。

1. 透過機能を有するばねが血管の内壁に該内壁を損傷しないように係合させることにより自動的に取りつけられる。
2. ばねの位置を修正できそしてばねを取り外すことが可能である。

換えることができ、また薄く形成する際と同じ穿孔面が得られるように非常に細かい穴が形成される。また、この場合には、横要素78が必要な固定を行う。

第24図による装置のさらに一つの利点は多孔性材料がばねの伸張に参加するために必ずしも弾性を有する必要がないことである。

第26図は本発明による装置の設計の実型を示している。全体を符号90で示した第26図に示す装置はばねはその長さの大部分にわたつて一定の直径を有する慣用のばねとして設計され、一方その上端部91では減少した直径を有するように設計され、従つてばね90は負荷されていない状態で第26図に示した形態を有している。以下のばねの機能の説明を容易にするために、ばね90の下側の自由端部を符号92で示し、一方その上側の自由端部を符号93で示してある。

ばね90を意図した位置に適用した場合の該ばねの収縮または伸張については、第26図に示したばねの機能は前述した実施態様のばねの機能と同じである。しかしながら、ばね90が直径減少端部91を備えている事実を鑑み、ばねを作動させるために使用すべき器具のある程度の変更が望ましいかもしれない。例えば、第17図に示した器具は端部部分40を取り外しそしてキャリヤ本体37を通して延びる端部の内筒要素42aにばね90の上側自由端部93を収納しかつ保持するように意図された横方向の溝を設けることにより第26図によるばね

3. この装置が血管の断面を通しての血液の流れを僅かしか減少させない。

4. 装置の血管内での適用が先行技術の装置の適用よりも可成り簡単である。

凝固した血液の小塊によるばね90の直径減少端部91の閉塞を阻止するためには、ばねの直径減少部分のばねの巻回部分の間の距離は約3mmである。このような距離を使用することにより、より大きい血管の通過が回避され、一方の直径減少端部の過早な閉塞が回避される。

第26図の実施態様について、そして本発明の装置のばねのその他の実施態様については、例えば血管中に挿入されかつ適用されたばねは下記の態様で取り外すことができる。血管に合わせて調節された直径の可塑性チューブがばね90の端部92までまたはさらにその他方の端部93まで挿入され、その後ばねの端部は保持部材により好適な位置に保持され、その結果、ばねをチューブを通して周囲の組織を損傷しないように引つ込めることができる。この手法はばねが血管中で正しくない位置を占めるかまたは正しくない位置に到達した場合に好適に使用することができる。

第27図は損傷した器官の内壁を多孔性組織で内張りすることができる第24図または第25図による装置の実型実施態様を示している。この実施態様は第22図および第23図に例示した型式のばねを備えており、そしてこの図の符号は第23図に使用した符号と同じである。

第27図によれば、二重ばね80~82がばねの全長に亘つてばねの別個の巻回部分を形成する多孔性組織のストッキング83により包囲されている。ストッキング83はばねの外側に傾向きを成しそれにより第27図から明らかをよむばねの隣接巻回部分の内側が重なり合はれている。また、この場合には、もしもばねが軸線方向に移動され、例えばばねを伸張させるために第17図による装置が使用されれば、シールが得られる。

その他の点については、本発明による装置は単独または任意の組合せによる下記の特徴を包含している。

- a) 前記のその他の状態(第2図、第4図)がコイルばね1,36の負荷されていない状態に実質的に合致していること。
- b) シャフト42aおよびスリーブ42bがコイルばね36に収容可能に連結されていること。
- c) 軸線方向に延びるガイドバー23がばねの周囲に配置され、ガイドバー23上には少なくとも1個のガイド部材が位置するように配置され、そしてガイドバー23を通してばね材料をばねの収縮または伸張に関連して軸線方向に移動させることができること。
- d) 固定ガイド部材22がばねの前記所定長にわたって分布されそして軸線方向に延びる支持部材23上のばねの周囲に配置され、ばね材料21がばねの伸張または収縮に関連して前記固定ガイド部材を通して軸線方向に移動すること。

四

- 1) 送り部材がカセットハウジング61の中に偏心して装着された送りシリンダ63と、周囲部分がカセットハウジング61の内側部と係合するシリンダ63とからなっていること。
- 2) 内部でばね52が滑動しうるカセットハウジング61の内側に台形ねじが形成されていること。
- 3) 送りシリンダ63がその外側に例えばゴムまたはプラスチックの摩擦コーティング64を備えていること。
- a) 細長いキャリヤ本体56のまわりにばね52が配置され、そしてキャリヤ本体56の一端部はばねの一端部が取り付けられ、マガジン部分58が外側端部に回転スリーブ59を保持するばねにより圍繞されたキャリヤ本体の他方の端部から延び、回転スリーブ59の他方の端部にはばねが収容しうるように取り付けられ、そして回転スリーブ59をキャリヤ本体56に対して回転させかつ軸線方向に位置させるための装置を設けていること。
- b) ストッキング73が多孔性組織の伸縮性によりばねの伸張と関連するばねの直径に適合できること。
- c) ストッキング73が重なり合う折曲部分75,76によりばねの伸張と関連するばねの直径に適合できること。
- d) ストッキング73が例えば糸で縫うことによりばね21に対して取り付けられること。

本発明の図示においては、「コイルばね」なる用語は慣用の形式のつる巻ばねをさしている。しかしながら、

- e) キャリヤ37の端部またはその部分40,41が中央部分47に対して軸線方向に位置可能でありそれにより中央部分47とそれぞれの端部40,41との間の隙間46,48の中にばねの端部38,39を収容しうるように取りつけることができること。
- f) 端部40,41の少くとも一方の部分が同軸ケーブル42の自由端部に配置された部材44により軸線方向に位置可能であること。
- g) 軸線方向に延びる支持部材23aがばね21の周囲に延び、支持部材23aにばね21の一端部21aが取り付けられ、そしてばね21の他方の端部21bには固定ガイド部材22aが設けられ、固定ガイド部材22aを通してばね材料がばね21の収縮または伸張に関連して移動できるようになっていること。
- h) 軸線方向に延びる支持部材がばねの周囲に配置され、該支持部材の両端に固定ガイド装置が配置され、前記固定ガイド装置を通してばねの材料がばねの伸縮に関連して移動できるようになっていること。
- i) 細長いキャリヤ本体56のまわりにばね52が配置され、キャリヤ本体56の一方の端部には円筒形カセットハウジング61と該カセットハウジング61の中に回転しうるように配置された送り部材63とを備えたカセットマガジンが配置され、送り部材63を一方向または他の方向に回転させることによりばねを伸張させるために移動することができること。

四

本発明の装置に使用されるは必ずしも一定の直径または一定のピッチを有する必要はない。しかしながら、一般的な形状はつる巻線の形状である。

本発明はまた、いわゆる血液透析が行われるある腎臓病にも有用である。この操作では、針またはカニューレが患者の腕に適用されてそれにより患者の血液が体外から抽出され、透析装置の中で透析液患者の体に戻される。人工透析は少くとも一週に一回繰り返して行わなければならないので、患者の血管について問題が生じる。この問題は思えば患者の腕の動脈と静脈との間に恒久的な連絡部分を形成するいわゆるバイパスを形成することにより解決することができる。この連絡部分は例えば人工血管(prosthesis)またはいわゆる「ソルコグラフト(solkograft)」であるふくらはぎから取った静脈で形成することができる。かかるバイパスを使用する利点は動脈からの高い血圧が連絡静脈が連絡動脈を拡張してカニューレの挿入時に容易に接近可能にすることである。そのうえ、連絡部分を交換する前に多数の透析を行うことができる。連絡導管は通常皮下に配置され、そして縫合により動脈および静脈に取りつけられる。

しかしながら、従来使用されてきた連絡部分はある問題を起している。操作中に人工血管が皮下から抜き出されたときに該人工血管を折り曲げて閉塞することができる。人工透析用カニューレが除去された後、連絡人工血管を圧縮して多量の血液の損失を防止しなければなら

い。そのとき、人工静脈を容易につぶすことができ、その後の血液の循環を阻害しないようにすることができる。また、連結部分が静脈に取りつけられる場合にいわゆる狭窄が起ることが判明した。

上記連結導管または人工血管に係わる不利点を下記方法により本発明の装置を使用することによりなくすことができることが今や判明した。

好適な直径および好適な巻回数を有するコイルばねが例えば第17図に例示したような本発明による器具に取りつけられる。第17図では、ばねが収縮した状態にある。

例えばソルコグラフトのような人工血管の一端部が数回のスナップチにより患者の静脈に取りつけられる。次いで、ばねを含む本発明による装置がグラフトの中に挿入されそれにより装置の外側部がばねの対応した端部とともに静脈の内側に約2cmの位置に到達する。次いで、ばねが人工血管の内側で伸張せしめられ、そして器具から釈放される。その後、器具は人工血管から取り外される。

皮下の切り込みにより、グラフトの自由端部が動脈の開口部まで送られて動脈に取りつけられる。

上記装置が大きい利点を有していることが判明した。

- 1 グラフトが移植されたときにばねの作用のためつぶれないこと。
- 2 連結導管、すなわち、人工血管は血液の損失を低減

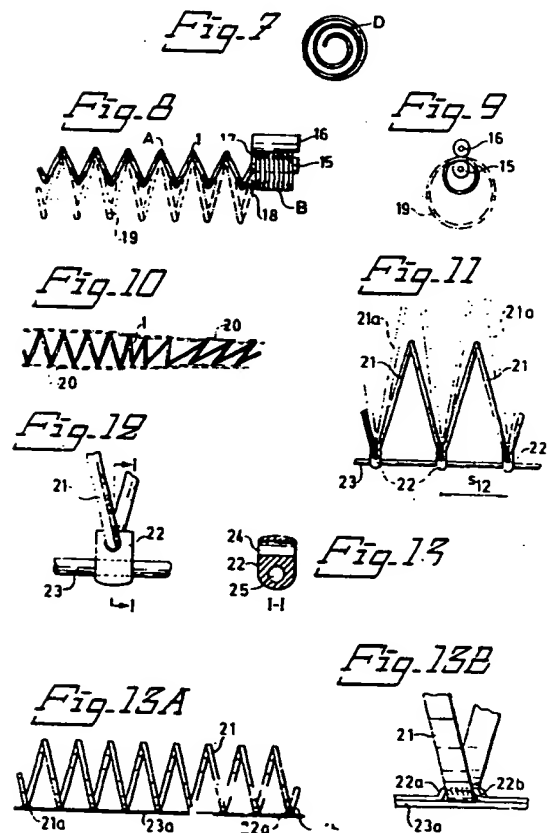
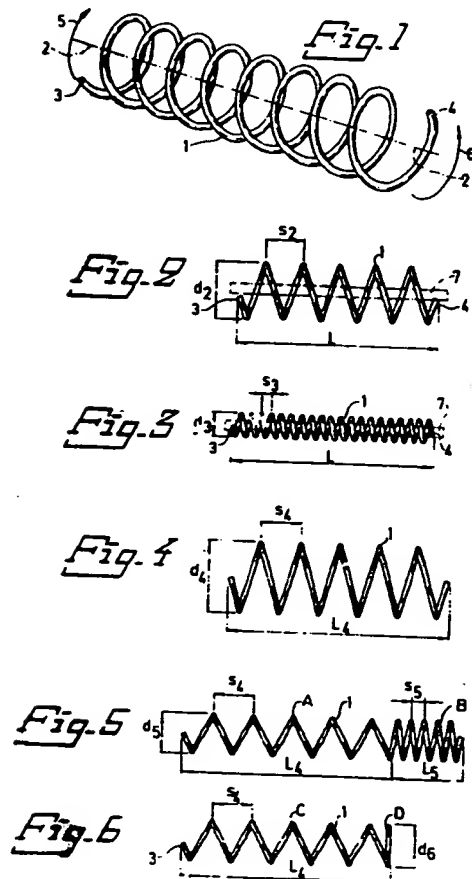
させるためにカニューレの除去後に安全に圧縮または締めつけることができ、またこの導管はばねの作用によりその最大直径に直ちに戻ること。

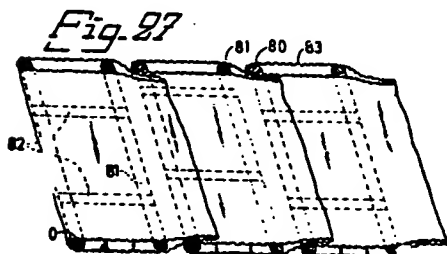
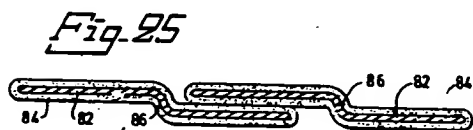
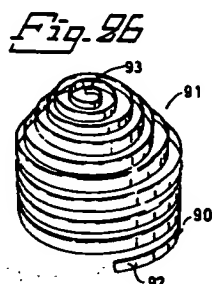
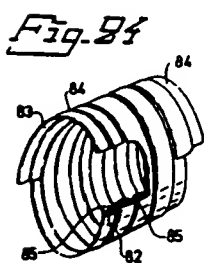
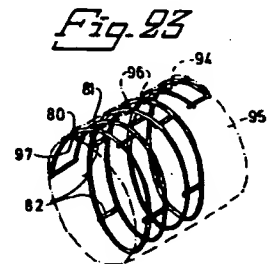
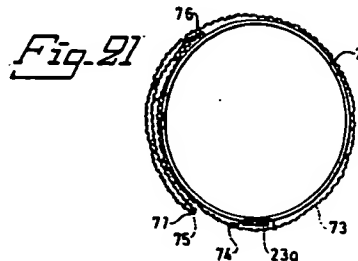
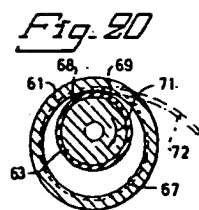
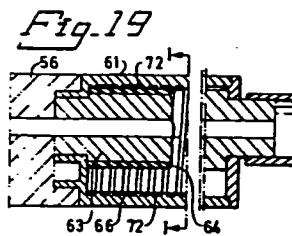
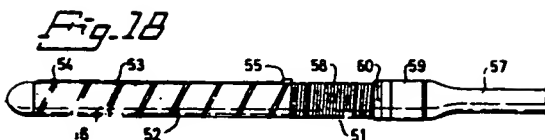
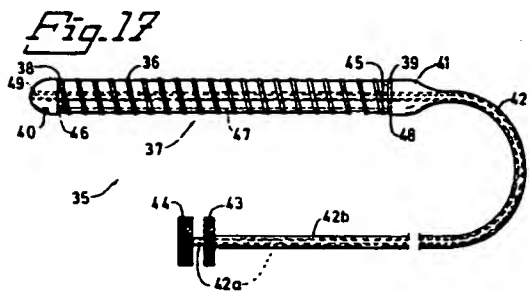
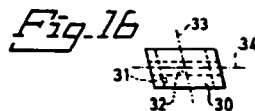
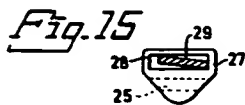
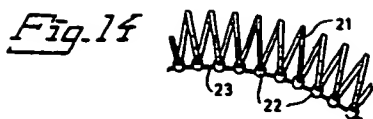
3 皮下の人工血管を見つけることが容易であり、このため導管の穴明けが容易である。

4 静脈に狭窄が形成されるかそれが減少することが判明した。慣用の技術を使用する場合に、狭窄が生ずるために、連結部位を少なくとも年一回変更しそして別の位置に移さなければならないこと。

上述したような本発明の適用に加えて、本発明の装置を使用することができるその他の重要な領域がある。現在、動物、例えば、犬に関する試験を行うことは困難であり、その場合には長期間の試験の効果を研究するために例えば1日に数回薬剤を注入することが望ましい。かかる実験はなかなか操作が急速に狭窄を起しやすいことから今日まで実行できなかった。

上述した装置を使用することにより、例えば、犬に対して単一の恒久的な連結部分により長期試験を行うことができる。





国際調査報告

PC9/SDB2/00283

1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER of present classification symbols apply, indicate off		
According to International Patent Classification (IPC) or its latest amended Classification and CPC		
A 61 P 1/00, A 61 B 17/00		
2. FIELD SEARCHED		
International Documentation Searched		
Classification System	Classification Symbols	
IPC 3	A 61 B 17/00, A 61 P 1/00, A 61 H 25/00-02, 29/00-02	
US Cl	3:1, 1.4; 128:303.11, 325-328, 334, 339-340, 341-345, 348-349	
Documentation Searched other than International Documentation		
in the extent that such documents are included in the Patent Searched		
RE, BO, BE, FI classes as above		
3. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Number of Document, with indication, where appropriate, of the relevant process	Relevant to Claim No.
A	ES, A, 3 509 683 (F B KIRKLIUS) 5 May 1970	1-14
A	US, A, 3 868 956 (R J ALFRED) 4 March 1975	1-14
A	US, A, 3 993 078 (S B BERGENTZ ET AL) 23 November 1976	1-14
A	US, A, 4 130 904 (S L WHELEN) 26 December 1978	1-14
A	DE, B, 1 007 948 (THE CHESSTON CO.) 9 May 1957	1-14
A	DE, A, 2 152 142 (VYKHODNY SOZAV PLYASHEVICH) 25 May 1972	1-14
A	DE, B2, 2 528 273 (K FARHAN ET AL) 7 August 1980	1-14
A	FR, A, 2 335 487 (RENE-POULENG INDUSTRIES) 1 July 1977	1-14
.../...		
<p>* Source categories of cited documents</p> <p>"A" document relating to the present state of the art which is not considered to be of particular importance</p> <p>"B" document published on or after the International Filing Date</p> <p>"C" document which may relate to the present state of the art but which is not considered to be of particular importance</p> <p>"D" document relating to the present state of the art but which is not considered to be of particular importance</p> <p>"E" document published prior to the International Filing Date but later than the priority date claimed</p> <p>"F" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"G" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"H" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"I" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"J" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"K" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"L" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"M" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"N" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"O" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"P" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"Q" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"R" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"S" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"T" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"U" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"V" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"W" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"X" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"Y" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p> <p>"Z" document published after the International Filing Date but prior to the date of the present application</p>		
4. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search		Date of Mailing of this International Search Report
1982-12-16		1982-12-23
International Searching Authority		Signature of Applicant Officer
Swedish Patent Office		Stig Ekberg

International Application No. PCT/SE82/00285

PARTIAL INFORMATION CONTAINED FROM THE SECOND SHEET		
III. Documents considered to be relevant cont.		
A	FR, A, 2 591 705 (REOR-POULINC INDUSTRIES) 22 December 1978	1-14
A	WO, A1 80/01460 (L3 TEST) 24 July 1980	1-14
A,P	WO, A1 82/01647 (N L-EASTEN) 27 May 1982	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> <b>OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNDISCLOSED</b> The international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2) of the following reasons: <input checked="" type="checkbox"/> Claim numbers 15, 16 because they relate to subject matter "not considered to be searched by the Authority, namely: methods for treatment of the human or animal body by surgery  <input type="checkbox"/> Claim numbers _____, because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements in such an extent that an international search can be carried out in, specifically:		
<input type="checkbox"/> <b>OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING</b> The international Searching Authority found multiple inventions in this international application as follows:		
<input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, the international search report covers all searchable claims of the international application. <input type="checkbox"/> As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, the international search report covers only those claims of the international application for which fees were paid, specifically claims: <input type="checkbox"/> As required additional search fees were timely paid by the applicant, Consequently, the international search report is established in the invention that recited in the claims; it is covered by other aspects: <input type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effecting an additional fee, the international Searching Authority did not make payment of any additional fee. Reason on Priority: <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by applicant's protest. <input type="checkbox"/> The protest accompanied the payment of additional search fees.		